

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
1. Februar 2001 (01.02.2001)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 01/06930 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61B 6/03

OHNESORGE, Bernd [DE/DE]; Anderlohrstrasse 15,
D-91054 Erlangen (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE00/02438

(74) Gemeinsamer Vertreter: SIEMENS AKTIENGE-
SELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, D-80506 München
(DE).

(22) Internationales Anmeldedatum:
25. Juli 2000 (25.07.2000)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(81) Bestimmungsstaaten (national): JP, US.

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT,
BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE).

(30) Angaben zur Priorität:
199 35 093.0 27. Juli 1999 (27.07.1999) DE

Veröffentlicht:

— Mit internationalem Recherchenbericht.
— Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden
Frist: Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen
eintreffen.

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE];
Wittelsbacherplatz 2, D-80333 München (DE).

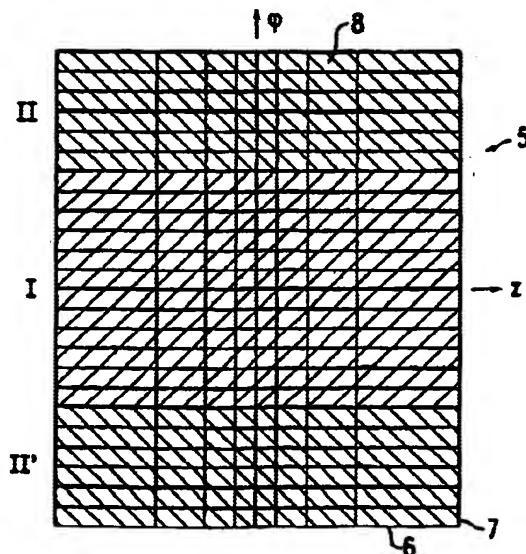
Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes, und der anderen
Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on
Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe
der PCT-Gazette verwiesen.

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): FLOHR, Thomas
[DE/DE]; Bonifatiusstrasse 6, D-91486 Uehlfeld (DE).

(54) Title: TOMO-DENSITOMETRE DEVICE WITH A SYSTEM COMPRISING SEVERAL DETECTOR LINES

(54) Bezeichnung: CT-GERÄT MIT MEHRZEILIGEM DETEKTORSYSTEM



(57) Abstract: The present invention relates to a tomo-densitometre device provided with a system that comprises several detector lines, wherein in said tomo-densitometre different columns (7, 7') of the detector system (5) can be connected to various numbers of electronic members (13) for reading signals generated in the detection members (8). These detector systems can thus be used for scanning areas of the object under analysis with a high resolution, and for scanning other areas with a lower resolution. This detector system (5) is simple and economical, generates relatively low binary flows and data flow, and can be used for obtaining a high resolution in predetermined areas.

(57) Zusammenfassung: Bei einem CT-Gerät mit mehrzeiligem Detektorsystem (5) sind unterschiedliche Spalten (7, 7') des Detektorsystems (5) mit unterschiedlich vielen Elektronelementen (13) zum Auslesen der in den Detektorelementen (8) erzeugten Signale verbindbar. Somit sind mit den Detektorsystemen (5) Bereiche des Untersuchungsobjekts mit hoher Auflösung und andere Bereiche mit niedrigerer Auflösung abtastbar. Damit ist mit einem vereinfachten und kostenreduzierten Detektorsystem (5), welches eine vergleichsweise geringe Datenrate und Datenmenge erzeugt, eine bereichsweise hohe Auflösung erzielbar.

WO 01/06930 A1

Beschreibung

CT-Gerät mit mehrzeiligem Detektorsystem

- 5 Die Erfindung betrifft ein CT (Computertomographie) -Gerät mit einer Strahlenquelle, welche zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts um eine Systemachse verlagerbar ist und ein Strahlenbündel aussendet, das auf ein aus einem Array von mehreren Zeilen und mehreren Spalten von Detektorelementen bestehendes Detektorsystem trifft, wobei die so gewonnenen Meßwerte einem von einer Vielzahl von Projektionswinkeln zugeordnet sind und einem Rechner zugeführt sind, welcher daraus Bilder des Untersuchungsobjekts berechnet, wobei durch Strahlung in den Detektorelementen erzeugte Signale zum Auslesen und Verstärken Elektronikelementen zugeführt sind, wobei die Anzahl der Detektorelemente des Detektorsystems die Anzahl der Elektronikelemente übersteigt.

- Es sind CT-Geräte bekannt, die eine Strahlenquelle aufweisen, z.B. eine Röntgenröhre, die ein kollimiertes, pyramidenförmiges Strahlenbündel durch das Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, auf ein aus mehreren Detektorelementen aufgebautes Detektorsystem richten. Die Strahlenquelle und je nach Bauart des CT-Gerätes auch das Detektorsystem sind auf einer Gantry angebracht, die um das Untersuchungsobjekt rotiert. Eine Lagerungseinrichtung für das Untersuchungsobjekt kann entlang der Systemachse relativ zur Gantry verschoben bzw. bewegt werden. Die Position, ausgehend von welcher das Strahlenbündel das Untersuchungsobjekt durchdringt, und der Winkel, unter welchem das Strahlenbündel das Untersuchungsobjekt durchdringt, werden infolge der Rotation der Gantry ständig verändert. Jedes von der Strahlung getroffene Detektorelement des Detektorsystems produziert ein Signal, das ein Maß der Gesamttransparenz des Untersuchungsobjekts für die von der Strahlenquelle ausgehenden Strahlung auf ihrem Weg zum Detektorsystem darstellt. Der Satz von Ausgangssignalen der Detektorelemente des Detektorsystems, der für eine

bestimmte Position der Strahlenquelle gewonnen wird, wird als Projektion bezeichnet. Eine Abtastung (Scan) umfaßt einen Satz von Projektionen, die an verschiedenen Positionen der Gantry und/oder verschiedenen Positionen der Lagerungseinrichtung gewonnen wurden. Das CT-Gerät nimmt während eines Scans eine Vielzahl von Projektionen auf, um ein zweidimensionales Schnittbild einer Schicht des Untersuchungsobjekts aufbauen zu können. Mit einem aus einem Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen aufgebauten Detektorsystem können mehrere Schichten gleichzeitig aufgenommen werden.

Aus der DE-195 02 574 A1 ist ein CT-Gerät der eingangs genannten Art mit mehrzeiligem Detektorsystem bekannt, bei dem zur Kostenersparnis und zur Begrenzung der Datenraten die den Detektorelementen nachgeschaltete Ausleseelektronik nicht mehr für jedes Detektorelement ein Elektronikelement vorsieht. Vielmehr übersteigt die Anzahl der Detektorzeilen die Anzahl der Zeilen von Elektronikelementen. Jede Zeile von Elektronikelementen kann damit über Multiplexer und Summierer mehreren Detektorzeilen zugeordnet sein.

Als nachteilig erweist sich bei dem bekannten CT-Gerät, daß entweder durch Zusammenschaltung benachbarter Detektorzeilen die Dicke der aufgenommenen Schichten steigt und damit die Auflösung in z-Richtung sinkt, oder daß nicht jede Detektorzeile mit einer Zeile von Elektronikelementen verbunden ist und somit nicht mehr die gesamte Detektorbreite in z-Richtung zur Datenerfassung verwertbar ist.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein CT-Gerät der eingangs genannten Art dahingehend zu verbessern, daß trotz einer im Vergleich zu der Anzahl an Detektorelementen reduzierten Anzahl an Elektronikelementen mit dem Detektorsystem eine hohe Auflösung erzielbar ist und dennoch gleichzeitig eine hohe Zahl von Einzelschichten aufgenommen werden kann.

- Diese Aufgabe wird nach der Erfindung gelöst durch ein CT-Gerät mit einer Strahlenquelle, welche zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts um eine Systemachse verlagerbar ist und ein Strahlenbündel aussendet, das auf ein aus einem Array von mehreren Zeilen und mehreren Spalten von Detektorelementen bestehendes Detektorsystem trifft und die so gewonnenen Meßwerte einem von einer Vielzahl von Projektionswinkeln zugeordnet sind und einem Rechner zugeführt sind, welcher daraus Bilder des Untersuchungsobjekts berechnet, wobei durch Strahlung in den Detektorelementen erzeugte Signale zum Auslesen und Verstärken Elektronikelementen zugeführt sind, wobei die Anzahl der Detektorelemente des Detektorsystems die Anzahl der Elektronikelemente übersteigt, und wobei ein wenigstens eine Detektorspalte umfassender Bereich von Detektorspalten mit einer größeren Anzahl an Elektronikelementen zum Auslesen der Detektorelemente dieses Bereichs verbindbar ist, als ein unterschiedlicher, die gleiche Anzahl an Detektorspalten umfassender Bereich.
- Das erfindungsgemäße CT-Gerät bietet dabei nicht nur den Vorteil, daß durch die gegenüber der Anzahl an Detektorelementen verringerte Anzahl an Elektronikelementen das Detektorsystem einfacher und kostengünstiger realisierbar ist, sondern daß damit bereichsweise eine größere Anzahl an Schichten gleichzeitig aufgenommen werden kann als bei Detektorsystemen mit reduzierter Anzahl an Elektronikelementen nach dem Stand der Technik.
- Während bei den bisher bekannten CT-Geräten benachbarte Detektorelemente allenfalls zeilenweise zusammengeschaltet werden können und jeder Detektorspalte eine fest vorgegebene Anzahl an Elektronikelementen zugeordnet ist, läßt sich das Detektorsystem nach der Erfindung in Bereiche mit sowohl in z-Richtung als auch in ϕ -Richtung verschiedener Auflösung einteilen. Hierzu sind unterschiedliche Detektorspalten des erfindungsgemäßen Detektorsystems mit unterschiedlich vielen

- Elektronikelementen verbindbar. Weist beispielsweise ein CT-Gerät nach dem Stand der Technik ein 8-zeiliges Detektorsystem mit vier Zeilen von Elektronikelementen auf, so ist jede Detektorspalte des Detektorsystems mit maximal vier Elektronikelementen verbunden. Im Unterschied hierzu erlaubt es ein CT-Gerät nach der Erfindung mit ebenfalls 8-zeiligem Detektorsystem, daß bestimmte Detektorspalten beispielsweise mit sechs Elektronikelementen und andere Detektorspalten nur mit zwei Elektronikelementen pro Detektorspalte verbunden sind.
- 10 Eine geeignete Anordnung von Multiplexern und Summationsgliedern zwischen den Detektorelementen und den Elektronikelementen ermöglicht eine weitgehend wahlfreie Zusammenschaltung von Detektorelementen und Zuordnung von einzelnen Detektorelementen oder zusammenschalteten Detektorelementen zu einzelnen Elektronikelementen.
- 15

- Ein Bereich des Detektorsystems des erfindungsgemäßen CT-Geräts, dessen Detektorspalten eine erhöhte Anzahl an Elektronikelementen zugeordnet ist, kann z.B. der im allgemeinen besonders relevante Zentralbereich des Detektorsystems sein. Außerhalb des Zentralbereichs werden durch zusammenfassen bzw. unberücksichtigt lassen von Detektorelementen entsprechend weniger Meßwerte gebildet. Bei über den gesamten Detektor gleicher z-Gesamtlänge der kollimierten Schicht erhält man so in einem Bereich viele dünne Einzelschichten, in einem anderen Bereich wenige breite Einzelschichten. Damit ist in dem einen Bereich die Zahl der effektiven Zeilen und damit die Auflösung in z-Richtung vergrößert, ohne daß hierfür zusätzliche Elektronikelemente erforderlich sind. Auch die mit dem Detektorsystem erzeugbaren Datenraten und Datenmengen ändern sich nicht gegenüber einem bekannten Detektorsystem mit verminderter Anzahl an Elektronikelementen.
- 20
- 25
- 30

- Im Falle des erfindungsgemäßen CT-Geräts kann das Untersuchungsobjekt wie bisher das gesamte Meßfeld ausfüllen. Das Untersuchungsobjekt wird lediglich in einem Bereich mit höherer Auflösung abgetastet als in einem anderen Bereich. Füllt
- 35

das Untersuchungsobjekt nur einen Teilbereich des Meßfeldes aus, beispielsweise bei Untersuchungen innerer Organe, des Kopfes oder der Extremitäten eines Patienten, so lassen sich in vorteilhafter Weise die Elektronikelemente des Detektorsystems nach der Erfindung auch so mit den Detektorelementen verbinden, daß alle Elektronikelemente dem relevanten Bereich des Detektorsystems zugeordnet sind und den Randbereichen des Detektorsystems, die keine Meßwerte zu den darzustellenden Objekten beitragen können, keine Elektronikelemente zugeordnet sind. Auch dies führt durch die gleichzeitige Aufnahme vieler dünner Einzelschichten zu einer verbesserten Auflösung bei gleichzeitiger Zeit- und Kostenersparnis.

Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, fehlende Meßwerte aus einem Bereich mit niedriger Auflösung aus den gewonnenen Meßwerten dieses Bereiches zu interpolieren, bzw. fehlende Meßwerte aus einem Bereich mit niedriger Auflösung aus Meßwerten aus einem Bereich mit hoher Auflösung zu extrapolieren. Die so gebildeten Werte sind dann zusammen mit den Meßwerten einer herkömmlichen CT-Mehrzeilenbildrekonstruktion zuführbar.

Damit kann bei dieser Variante im wesentlichen auf bekannte Software bei der Bildrekonstruktion zurückgegriffen werden, was den Aufwand und die Kosten, die im Zusammenhang mit der Erstellung der Software für ein CT-Gerät zu treiben sind, begrenzt.

Größere Volumina eines Untersuchungsobjekts werden üblicherweise mittels Sequenzabtastung oder Spiralabtastung erfaßt. Das erfindungsgemäße CT-Gerät ist in vorteilhafter Weise für beide Abtastarten einsetzbar.

Bei der Sequenzabtastung werden die Daten während einer Drehbewegung der Gantry aufgenommen, während sich das Untersuchungsobjekt in einer festen Position befindet, und damit eine bestimmte Anzahl ebener Schichten abgetastet. Zur Abtas-

tung der darauffolgenden Schichten wird das Untersuchungsobjekt relativ zur Gantry in eine neue Position bewegt. Dieser Vorgang setzt sich solange fort, bis das vor der Untersuchung festgelegte Volumen abgetastet ist.

5

Bei der Spiralabtastung rotiert die Gantry mit der Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt, während der Lagertisch und die Gantry kontinuierlich relativ zueinander entlang einer Systemachse verschoben werden. Die Strahlen-

10 quelle beschreibt so bezogen auf das Untersuchungsobjekt eine Spiralbahn, bis das vor der Untersuchung festgelegte Volumen abgetastet ist. Aus den so gewonnenen Spiraldaten werden dann Bilder einzelner Schichten errechnet.

15 Das Detektorsystem des erfindungsgemäßen CT-Geräts läßt sich in einfacher und kostengünstiger Weise in Abwandlung herkömmlicher Detektorsysteme aufbauen. Durch die Anordnung von Summationsgliedern und Multiplexern zwischen den Detektorelementen und den Elektronikelementen und die entsprechende Ver-

20 schaltung sind den Elektronikelementen die durch Absorption von Strahlung in den Detektorelementen erzeugten Ladungen zum Auslesen und Verstärken zugeführt.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen

25 Detektorsystems ist die Länge der Detektorelemente in Richtung der Systemachse (z-Richtung) unterschiedlich. Neben den bereits genannten Vorteilen eines Detektorsystems nach der Erfindung bietet dies den weiteren Vorteil, daß damit beispielsweise durch entsprechende Zusammenschaltung benachbar-

30 ter Detektorelemente zusätzliche Betriebsmodi mit diesem Detektorsystem möglich sind. Beispielsweise können bei einem 8-zeiligen Detektorsystem mit folgenden, in z-Richtung nicht äquidistanten Detektorelementen:

35 5mm - 2,5mm - 1,5mm - 1mm - 1mm - 1,5mm - 2,5mm - 5mm

durch teilweises Einblenden von äußeren Detektorelemente und Zusammenfassen zusätzlich bereichsweise folgende Modi realisiert werden, bei denen sechs Schichten abgetastet werden:

5 Mode 1: 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm

Mode 2: 1mm - 1,5mm - 1mm - 1mm - 1,5mm - 1mm.

10 Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispieles näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Röntgen-Computertomographen nach der Erfindung,

15

Fig. 2 und 3 je eine Spalte des Detektorsystems des CT-Geräts gemäß Fig. 1 mit den den Detektorelementen der Spalte zugeordneten Elektronikelementen, und

20

Fig. 4 eine Ansicht des Detektorsystems des CT-Geräts gemäß Fig. 1, aus der die Anordnung der Spalten gemäß Fig. 2 und 3 ersichtlich ist.

25 In Fig. 1 ist ein zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts 1 vorgesehenes CT-Gerät gezeigt, das eine Strahlenquelle 2, z.B. eine Röntgenröhre, mit einem Fokus 3 aufweist, von dem ein durch eine nicht dargestellte Strahlenblende eingeblendetes pyramidenförmiges Strahlenbündel 4 ausgeht, welches das
30 Untersuchungsobjekt 1, beispielsweise einen Patienten, durchsetzt und auf ein Detektorsystem 5 trifft. Dieses weist ein Array aus mehreren zueinander parallelen Zeilen 6 und mehreren zueinander parallelen Spalten 7 von Detektorelementen 8 auf. Die Strahlenquelle 2 und das Detektorsystem 5 bilden ein Meßsystem, das in ϕ -Richtung um eine Systemachse 9
35 verlagerbar und entlang der Systemachse relativ zum Untersuchungsobjekt 1 verschiebbar ist, so daß das Untersuchungsob-

jekt 1 unter verschiedenen Projektionswinkeln und verschiedenen z-Positionen entlang der Systemachse 9 durchstrahlt wird. Aus den dabei auftretenden Ausgangssignalen der Detektorelemente 8 des Detektorsystems 5 bildet eine Signalverarbeitungseinheit 10 Meßwerte, die einem Rechner 11 zugeführt werden, der ein Bild des Untersuchungsobjekts 1 berechnet, das auf einem Monitor 12 wiedergegeben wird.

Das Detektorsystem 5 ist in Fig. 1 nur grob schematisch mit von den Fig. 2 bis 4 abweichender Zeilen- und Spaltenzahl dargestellt. Die Figuren 2 bis 4 zeigen, daß im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels das Detektorsystem acht Zeilen 6 und vierundzwanzig Spalten 7 aufweist, wobei die Länge der Detektorelemente 8 in z-Richtung, d.h. in Richtung der Systemachse 9, nicht für alle Zeilen gleich ist. Diese Geometrie ist durch entsprechende Einblendung und Zusammenfassung von Detektorzeilen 6 sehr flexibel bei der Wahl der abzutastenden Schichtdicken des Untersuchungsobjekts. Im Mittel sind jeder Spalte 7 des Detektorsystems 5 vier Elektronikelemente 13 zum Auslesen und Verstärken der durch Absorption von Röntgenstrahlung in den Detektorelementen 8 erzeugten Ladungen zugeordnet. Die Zuordnung eines Elektronikelements 13 zu einem oder mehreren Detektorelementen 8 erfolgt über Summationsglieder 14 und nicht dargestellte Multiplexer. Die von den Elektronikelementen 13 erfaßten Signale sind zur Weiterverarbeitung einer Signalverarbeitungseinheit 10 zugeführt.

Wie aus Fig. 2 ersichtlich, sind die acht Detektorelemente 8 der dargestellten Detektorspalte 7, die gemäß Fig. 4 in dem in ϕ -Richtung mittleren Bereich des Detektorsystems 5 liegt, mit sechs Elektronikelementen 13 verbunden, wobei von den mittleren vier Detektorelementen jeweils zwei, über ein Summationsglied 14 zusammengefaßt, mit einem Elektronikelement 13 verbunden sind. Es werden somit Signale aller Detektorelemente dieser Detektorspalte erfaßt und der Signalverarbeitungseinheit 10 zugeführt.

Um im Mittel die Zuordnung von vier Elektronikelementen pro Detektorspalte zu erreichen, sind den acht Detektorelementen einer anderen, in Fig. 3 dargestellten Detektorspalte 7' lediglich zwei Elektronikelemente 13 zugeordnet. Die Detektorspalte 7' liegt dabei gemäß Fig. 4 in dem in ϕ -Richtung äußeren Bereich des Detektorsystems 5.

Gegenüber der Detektorspalte 7 nach Fig. 2 fehlende Meßwerte werden aus den mit der Detektorspalte 7' gewonnenen Meßwerten und/oder den Meßwerten aus benachbarten Detektorspalten mittels des Rechners 11 interpoliert bzw. extrapoliert. Damit kann zur weiteren Signalverarbeitung auf bereits implementierte Algorithmen der Bildrekonstruktion zurückgegriffen werden.

Aus Fig. 4 ist die Einteilung des beispielhaften Detektorsystems 5 in acht Zeilen 6 und vierundzwanzig Spalten 7 von jeweils Detektorelementen 8 ersichtlich. Soll beispielsweise das Untersuchungsobjekt 1 nur ausschnittsweise untersucht werden, wie etwa zur Abbildung innere Organe, des Kopfes oder der Extremitäten eines Patienten, so ist bei entsprechender Positionierung des Untersuchungsobjekts 1 im CT-Gerät ein Teilbereich des Detektorsystems 5 zur Erfassung von Meßwerten besonders relevant. Im Beispiel nach Fig. 4 sei dies der zwölf Spalten 7 von Detektorelementen 8 umfassende Zentralbereich I des Detektorsystems 5. Um die Auflösung in diesem besonders relevanten Meßbereich zu erhöhen, sind die Detektorspalten 7 gemäß Fig. 2 mit jeweils sechs Elektronikelementen 13 verbunden. Im Ausgleich sind die Spalten 7 aus den zur Gewinnung von Meßdaten weniger interessanten äußeren Bereiche II bzw. II' des Detektorsystems 5 mit nur jeweils zwei Elektronikelementen 13 verbunden. Fehlende Meßwerte werden von dem Rechner 11 aus den vorhandenen Meßwerten der betreffenden Bereiche interpoliert, bzw. aus den Meßwerten aus Bereich I extrapoliert. Die so gewonnenen Daten werden dann vom Rechner

11 nach den üblichen Bildrekonstruktionsverfahren verarbeitet.

Wie aus den Fig. 2 bis 4 ersichtlich ist, weisen bei diesem
5 Ausführungsbeispiel die Detektorelemente einer Detektorspalte unterschiedliche Längenausdehnungen in z-Richtung auf. Im Beispiel betragen diese:

5mm - 2,5mm - 1,5mm - 1mm - 1mm - 1,5mm - 2,5mm - 5mm.

10

Dann ist mit diesem Detektorsystem durch Zusammenfassung der
1,5mm-Elemente mit den 1mm-Elementen mittels der Summations-
glieder 14 in der in Fig. 2 dargestellten Weise und Einblen-
den der äußeren 5-mm Elemente mittels der Strahlenblenden 15,
15 beispielsweise für den aus Fig. 4 ersichtlichen, besonders
relevanten Bereich I, auch folgender Modus mit 6 Zeilen mög-
lich:

2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm - 2,5mm.

20

Die Erfindung ist nicht auf das dargestellte Ausführungsbei-
spiel beschränkt, sondern für mehrzeilige Detektorsysteme mit
beliebiger Anzahl an Detektorzeilen und Detektorspalten
25 verwendbar. Auch die Länge der Detektorelemente in z-Richtung
kann im Rahmen der Erfindung von dem dargestellten Ausführ-
ungsbeispiel abweichen. Insbesondere umfaßt die Erfindung
auch Detektorsysteme mit gleicher Längenausdehnung der De-
tektorelemente in z-Richtung.

30

Im Falle des vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispieles
handelt es sich um ein CT-Geräte der dritten Generation, d.h.
die Röntgenstrahlenquelle und der Detektor rotieren während
der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse. Die Erfindung
35 kann aber auch bei CT-Geräten der vierten Generation, bei de-
nen nur die Röntgenstrahlenquelle rotiert und mit einem fest-
stehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden.

Das vorstehend beschriebene Ausführungsbeispiel betrifft die medizinische Anwendung eines erfindungsgemäßen CT-Gerätes.

Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. CT-Gerät mit einer Strahlenquelle (2), welche zur Abta-
stung eines Untersuchungsobjekts (1) um eine Systemachse (9)
5 verlagerbar ist und ein Strahlenbündel (4) aussendet, das auf
ein aus einem Array von mehreren Zeilen (6) und mehreren
Spalten (7, 7') von Detektorelementen (8) bestehendes Detek-
torsystem (5) trifft, wobei die so gewonnenen Meßwerte einem
von einer Vielzahl von Projektionswinkeln zugeordnet sind und
10 einem Rechner (11) zugeführt sind, welcher daraus Bilder des
Untersuchungsobjekts (1) berechnet, wobei durch Strahlung in
den Detektorelementen (8) erzeugte Signale zum Auslesen und
Verstärken Elektronikelementen (13) zugeführt sind, wobei die
Anzahl der Detektorelemente (8) des Detektorsystems (5) die
15 Anzahl der Elektronikelemente (13) übersteigt, und wobei ein
wenigstens eine Detektorspalte (7) umfassender Bereich von
Detektorspalten (7) mit einer größeren Anzahl an
Elektronikelementen (13) zum Auslesen der Detektorelemente
(8) dieses Bereichs verbindbar ist, als ein un-
20 terschiedlicher, die gleiche Anzahl an Detektorspalten (7)
umfassender Bereich.
2. CT-Gerät mit einem Detektorsystem (5) nach Anspruch 1, bei
dem Detektorelemente (8) eines wenigstens eine Detektorspalte
25 (7) umfassenden Bereichs nicht mit Elektronikelementen (13)
verbunden sind.
3. CT-Gerät mit einem Detektorsystem (5) nach Anspruch 1 oder
2, bei dem fehlende Meßwerte aus dem Bereich (II, II') mit
30 verminderter Anzahl zugeordneter Elektronikelemente (13)
durch Interpolation der aus diesem Bereich (II, II') gewon-
nenen Meßwerte und/oder Extrapolation der Meßwerte aus dem
Bereich (I) mit erhöhter Anzahl zugeordneter Elektronikele-
mente (13) bestimmbar sind.
- 35 4. CT-Gerät mit einem Detektorsystem (5) nach einem oder meh-
reren der Ansprüche 1 bis 3, bei dem eine Lagerungseinrich-

tung für das Untersuchungsobjekt (1) und die Strahlenquelle (2) in Richtung der Systemachse (9) relativ zueinander verstellbar sind und die gewonnenen Meßwerte einer z-Position auf der Systemachse (9) zugeordnet sind.

- 5
5. CT-Gerät mit einem Detektorsystem (5) nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, bei dem durch Absorption von Strahlung in den Detektorelementen (8) erzeugte Ladungen zum Auslesen und Verstärken Elektronikelementen (13) zugeführt
- 10 sind.
6. CT-Gerät mit einem Detektorsystem (5) nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, bei dem wenigstens bei zwei Detektorzeilen (6) die Länge der Detektorelemente (8) in Richtung der Systemachse (9) unterschiedlich ist.
- 15

1/2

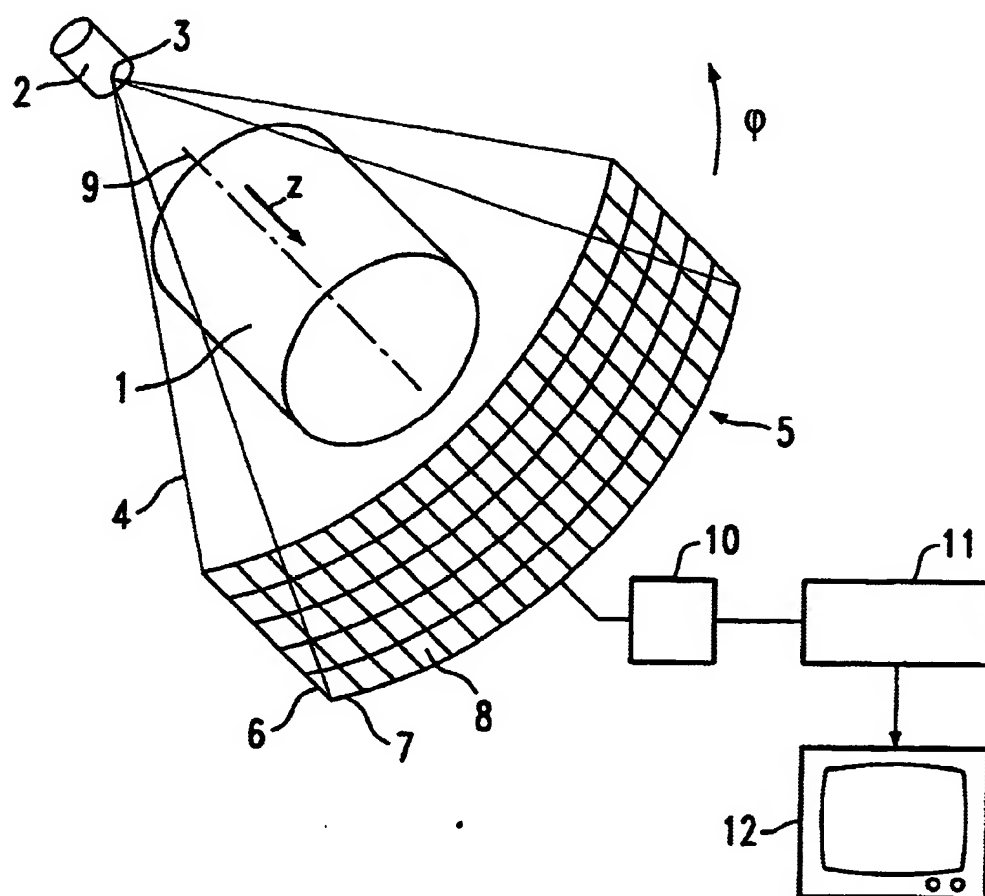


FIG 1

2/2

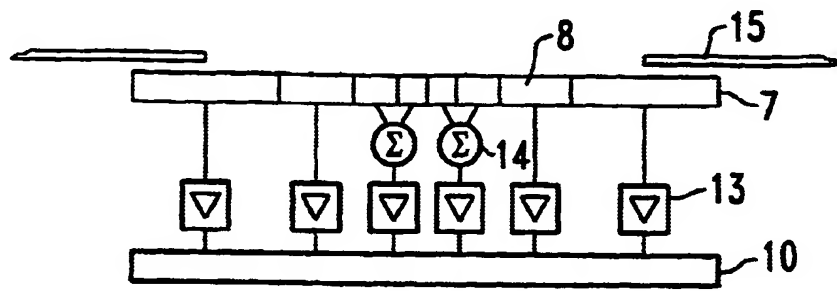


FIG 2

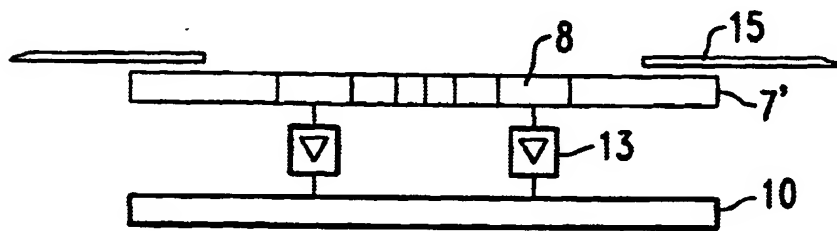


FIG 3

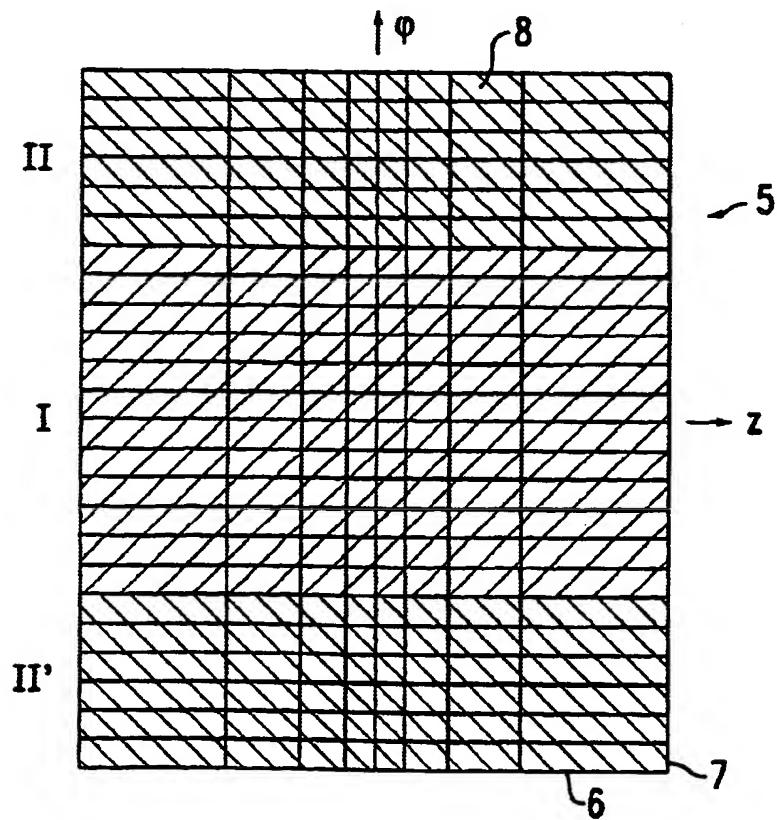


FIG 4

